

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出願年月日  
Date of Application:

2002年12月20日

出願番号  
Application Number:

特願2002-370173

[ST.10/C]:

[JP2002-370173]

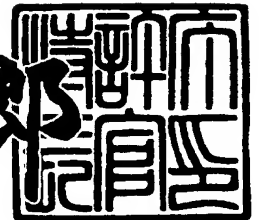
出願人  
Applicant(s):

アロカ株式会社

2003年 6月 2日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3042786

【書類名】 特許願

【整理番号】 AL1-3126

【提出日】 平成14年12月20日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 8/00

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

    【氏名】 村下 賢

【特許出願人】

    【識別番号】 390029791

    【氏名又は名称】 アロカ株式会社

【代理人】

    【識別番号】 100075258

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 吉田 研二

    【電話番号】 0422-21-2340

【選任した代理人】

    【識別番号】 100096976

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 石田 純

    【電話番号】 0422-21-2340

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 001753

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書 1

    【物件名】 図面 1

    【物件名】 要約書 1

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波診断装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して各時相毎に三次元超音波画像を形成する画像形成手段と、

前記各時相毎の三次元超音波画像に基づいて前記対象組織表面上の各部位毎に変位量を演算することにより変位量情報を生成する変位量情報生成手段と、

前記三次元超音波画像及び前記変位量情報に基づいて、前記対象組織を立体的に表した組織画像上に前記対象組織表面上の各部位の変位量を表した三次元変位顕在画像を形成する変位顕在画像形成手段と、

前記三次元変位顕在画像を平面上に投影して二次元表示画像を形成する二次元表示画像形成手段と、

前記二次元表示画像を表示する表示手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記各時相毎の三次元超音波画像において、前記対象組織の構造に基づいた基準点を特定する基準点特定手段をさらに有し、

前記変位量情報生成手段は、前記各時相毎の三次元超音波画像において前記対象組織表面上の各部位と前記基準点との間の距離を演算し、前記距離についての時相間における変化に基づいて前記変位量を演算する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 2 記載の超音波診断装置であって、

前記対象組織の重心点である前記基準点から放射状に延びる複数の直線を設定する直線設定手段をさらに有し、

前記変位量情報生成手段は、前記各時相毎の三次元超音波画像における前記各直線と前記対象組織表面との交点位置を演算し、同一直線上における前記交点位置についての時相間の変化に基づいて前記変位量を演算する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 3 記載の超音波診断装置であって、

前記変位顕在画像形成手段は、前記組織画像上の前記各部位に対してこの部位の変位量に基づいた色付け処理を施して前記三次元変位顕在画像を形成する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 4 記載の超音波診断装置であって、

前記色付け処理は、前記各部位の変位量に対して絶対的に決定された色による色付け処理である、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 4 記載の超音波診断装置であって、

前記色付け処理は、前記複数の部位の変位量に対する各部位の変位量の相対的な大きさに基づいて決定された色による色付け処理である、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 請求項 1 から 6 いずれか 1 項記載の超音波診断装置であって

前記二次元表示画像は、ボリュームレンダリング法を利用して前記三次元変位顕在画像を平面上に投影して形成される、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】 対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して各時相毎に三次元超音波画像を形成する画像形成手段と、

前記各時相毎の三次元超音波画像に、前記対象組織の構造に基づいた基準点を特定する基準点特定手段と、

前記特定された基準点に基づいて、前記対象組織についての時相間における移動量を演算する移動量演算手段と、

前記各時相毎の三次元超音波画像に基づいて、前記移動量を補正しつつ、前記対象組織表面上の各部位毎に変位量を演算することにより変位量情報を生成する変位量情報生成手段と、

前記三次元超音波画像及び前記変位量情報に基づいて、前記対象組織を立体的に表した組織画像上に前記対象組織表面上の各部位の変位量を表した三次元変位顕在画像を形成する変位顕在画像形成手段と、

前記三次元変位顕在画像を平面上に投影して二次元表示画像を形成する二次元表示画像形成手段と、

前記二次元表示画像を表示する表示手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、対象組織の運動を測定・診断するための三次元超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

対象組織の異常運動、例えば心臓の拡張・収縮運動における異常運動を診断するために超音波診断装置が利用されている。対象組織の異常運動を診断するためには、対象組織の運動を精度良く診断可能な超音波診断装置を利用することが望ましい。この目的を達成するために、従来の超音波診断装置は、二次元超音波画像において対象組織の輪郭を明瞭にした像をフレーム毎に取得し、過去のフレームの像と最新フレームの像との相違に応じた変位画像を経時的に順次合成した変位履歴画像を表示していた（例えば、特許文献1参照）。この機能を有する二次元超音波診断装置により、対象組織の異常運動や異常発生位置等を極めて感度よく検出することが可能であった。

【0003】

【特許文献1】

特許第3045642号公報

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

超音波技術の進歩に伴い、三次元空間内の対象組織を立体的に表現できる三次元超音波診断装置を利用した診断が現実のものとなっている。三次元超音波診断装置の優位性は心臓の超音波診断においても顕著である。つまり、三次元超音波診断装置を利用して心臓の拡張・収縮運動を観察することで、二次元超音波診断装置では困難な立体形状把握に基づいた診断を行うことが可能になる。立体形状把握の優位性は上述した従来の超音波診断装置における変位履歴画像にも言えることである。すなわち対象組織の変位を視覚的に把握できる表示手法を、三次元

超音波診断装置において実現することにより、さらに精度よく心臓の異常運動を診断することが可能になる。

【0005】

そこで、本発明は、精度よく対象組織の異常運動を診断可能な三次元超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して各時相毎に三次元超音波画像を形成する画像形成手段と、前記各時相毎の三次元超音波画像に基づいて前記対象組織表面上の各部位毎に変位量を演算することにより変位量情報を生成する変位量情報生成手段と、前記三次元超音波画像及び前記変位量情報に基づいて、前記対象組織を立体的に表した組織画像上に前記対象組織表面上の各部位の変位量を表した三次元変位顕在画像を形成する変位顕在画像形成手段と、前記三次元変位顕在画像を平面上に投影して二次元表示画像を形成する二次元表示画像形成手段と、前記二次元表示画像を表示する表示手段と、を有するものとする。

【0007】

上記構成によれば、三次元変位顕在画像が組織表面上における変位量を表しているため、例えば、心臓左室内壁を組織表面として三次元変位顕在画像を形成して心筋梗塞の診断を行うことにより梗塞部位の特定が極めて容易になる。

【0008】

望ましくは、前記各時相毎の三次元超音波画像において、前記対象組織の構造に基づいた基準点を特定する基準点特定手段をさらに有し、前記変位量情報生成手段は、前記各時相毎の三次元超音波画像において前記対象組織表面上の各部位と前記基準点との間の距離を演算し、前記距離についての時相間における変化に基づいて前記変位量を演算するものとする。

【0009】

望ましくは、前記対象組織の重心点である前記基準点から放射状に延びる複数の直線を設定する直線設定手段をさらに有し、前記変位量情報生成手段は、前記

各時相毎の三次元超音波画像における前記各直線と前記対象組織表面との交点位置を演算し、同一直線上における前記交点位置についての時相間の変化に基づいて前記変位量を演算するものとする。

## 【 0 0 1 0 】

上記構成によれば、重心点から放射状に延びる直線上における変位が観測されるため、例えば、心臓のように中心に向かって収縮・拡張運動を行うような臓器の異常運動の診断に好適である。

## 【 0 0 1 1 】

望ましくは、前記変位顕在画像形成手段は、前記組織画像上の前記各部位に対してこの部位の変位量に基づいた色付け処理を施して前記三次元変位顕在画像を形成するものとする。

## 【 0 0 1 2 】

望ましくは、前記色付け処理は、前記各部位の変位量に対して絶対的に決定された色による色付け処理とする。

## 【 0 0 1 3 】

上記構成によれば、変位量が極端に小さい部位が識別できるような色付け処理が可能になり、例えば、心筋梗塞部位の診断などに極めて好適である。

## 【 0 0 1 4 】

望ましくは、前記色付け処理は、前記複数の部位の変位量に対する各部位の変位量の相対的な大きさに基づいて決定された色による色付け処理とする。

## 【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記二次元表示画像は、ボリュームレンダリング法を利用して前記三次元変位顕在画像を平面上に投影して形成されるものとする。

## 【 0 0 1 6 】

(2) また、上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して各時相毎に三次元超音波画像を形成する画像形成手段と、前記各時相毎の三次元超音波画像に、前記対象組織の構造に基づいた基準点を特定する基準点特定手段と、前記特定された基準点に基づいて、前記対象組織についての時相間における移動量を演算する移動量演

算手段と、前記各時相毎の三次元超音波画像に基づいて、前記移動量を補正しつつ、前記対象組織表面上の各部位毎に変位量を演算することにより変位量情報を生成する変位量情報生成手段と、前記三次元超音波画像及び前記変位量情報に基づいて、前記対象組織を立体的に表した組織画像上に前記対象組織表面上の各部位の変位量を表した三次元変位頭在画像を形成する変位頭在画像形成手段と、前記三次元変位頭在画像を平面上に投影して二次元表示画像を形成する二次元表示画像形成手段と、前記二次元表示画像を表示する表示手段と、を有するものとする。

## 【 0 0 1 7 】

上記構成によれば、対象組織の全体的な移動量が補正された、好ましくは完全にキャンセルされた上で各部位の変位量が求められるため、例えば、超音波を送受波する探触子のぶれに伴う対象組織の全体的な移動や、他組織の運動に起因する対象組織の全体的な移動を含まない対象組織自身の運動を確認するのに極めて有効である。

## 【 0 0 1 8 】

## 【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

## 【 0 0 1 9 】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成を示すブロック図である。送受信部 1 2 は、対象組織である心臓左室を含む空間内にプローブ 1 0 を介して超音波を送受波する。そして、心臓左室を含む三次元空間内におけるエコーデータを各時相のボリューム毎に取得して三次元データメモリ 1 4 に記憶する。反転二値化処理部 1 6 は、三次元データメモリ 1 4 に納められた各ボクセルのエコーデータのエコー値に対して反転処理および二値化処理を施す。つまり、比較的エコー値が小さい左室内の心腔部に相当するボクセルを高輝度値のボクセルとし、比較的エコー値が大きいその他の部位に相当するボクセルを低輝度値のボクセルとする。反転二値化処理された高低二種の輝度値を有する各ボクセルは、ノイズ除去部 1 8、平滑処理部 2 0、ライン相関部 2 2 およびフレーム相関部 2 4 において、主に高周波ノイズ成分の除去



を目的とした画像処理が実行される。

#### 【 0 0 2 0 】

ノイズ除去部 1 8 は、空間的に孤立して存在する輝度値の異なるボクセルをノイズと判断してその輝度値を変換する。例えば対象ボクセルの輝度値とそのボクセルに空間的に隣接する周囲 2 6 個全てのボクセルの輝度値とが異なる場合、孤立して異なる輝度値を持つ対象ボクセルを周囲ボクセルと同じ輝度値に変換する。平滑処理部 2 0 は、ノイズ除去部 1 8 から出力される各ボクセルの輝度値に対して、対象ボクセルとそのボクセルに隣接する周囲 2 6 個のボクセルとの輝度値の平均値を算出し、算出結果を新たに対象ボクセルの輝度値とする。ライン相関部 2 2 は、平滑処理部 2 0 から出力される各ボクセルの輝度値に対して、ある時相のボリュームを構成する二次元フレーム内においてライン間での平均化処理を実施する。また、フレーム相関部 2 4 は、各ボクセルの輝度値に対して、ある時相のボリュームを構成する二次元フレーム間において平均化処理を実施する。平滑処理部 2 0、ライン相関部 2 2 およびフレーム相関部 2 4 において様々な輝度値に変換された各ボクセルは座標変換部 2 6 に出力される。座標変換部 2 6 は、各ボクセルの座標値をプローブを基準とした  $R, \theta, \phi$  座標系から立方体を基準とした  $X, Y, Z$  座標系に座標変換する。

#### 【 0 0 2 1 】

二値化回路 3 0 は比較器などから構成され、所定しきい値に基づいて座標変換部 2 6 から出力される様々な輝度値からなる超音波画像を二値化処理して、左室内の心腔部に対応するボクセルとその他の部位に対応するボクセルとの二種類のボクセルからなる二値化画像を形成し、エッジ検出手段 3 4 および重心検出部 3 6 に出力する。なお、二値化回路 3 0 の出力は、並進回転移動キャンセル処理部 3 2 を経由してエッジ検出手段 3 4 および重心検出部 3 6 に入力されてもよい。並進回転移動キャンセル処理部 3 2 の詳細については後に図 8 を利用して説明する。

#### 【 0 0 2 2 】

エッジ検出手段 3 4 は、二値化回路 3 0 から出力される二値化画像から左室内壁の表面抽出処理を行うものである。ここで、図 2 を利用して、エッジ検出手段

34について説明する。

【0023】

図2は、エッジ検出手段の内部構成を示すブロック図である。エッジ検出手段34は、2個のフレームメモリ(1)、(2)、6個のラインメモリ(1)～(6)、ボクセルデータメモリ70および表面抽出処理部72で構成される。二値化回路30の出力は、各時相のボリュームを構成するボクセルのエコー値(ボクセルデータ)単位で、画像上隣接する順にボクセルデータ列として出力されている。つまり、あるボリュームを形成するボクセルデータ列は、そのボリュームを構成する第一フレームから最終フレームの順に、また、フレーム内においてはそのフレームを構成する第一ラインから最終ラインの順に、ボクセルデータが並んでいる。

【0024】

フレームメモリは、ボクセルデータ列をフレーム単位で記憶した後に出力するメモリであり、1フレーム分の遅延バッファとして機能している。ラインメモリは、ボクセルデータ列をライン単位で記憶した後に出力するメモリであり、1ライン分の遅延バッファとして機能している。すなわち、フレームメモリ(1)の出力は二値化回路30から出力されるボクセルデータの1フレーム前のボクセルデータであり、また、フレームメモリ(2)の出力は二値化回路30から出力されるボクセルデータの2フレーム前のボクセルデータとなる。このように、ボクセルデータメモリ70には現在のフレーム、1フレーム前、2フレーム前の各ボクセルデータが入力される。

【0025】

さらに、ラインメモリ(1)の出力は二値化回路30から出力されるボクセルデータの1ライン前のボクセルデータであり、また、ラインメモリ(2)の出力は二値化回路30から出力されるボクセルデータの2ライン前のボクセルデータとなる。また、ラインメモリ(3)の出力はフレームメモリ(1)から出力されるボクセルデータの1ライン前のボクセルデータであり、ラインメモリ(4)の出力はフレームメモリ(1)から出力されるボクセルデータの2ライン前のボクセルデータとなる。また、ラインメモリ(5)の出力はフレームメモリ(2)か

ら出力されるボクセルデータの1ライン前のボクセルデータであり、ラインメモリ(6)の出力はフレームメモリ(2)から出力されるボクセルデータの2ライン前のボクセルデータとなる。このように、ボクセルデータメモリ70には、現在のフレーム内の隣接する3ライン、1フレーム前における該3ライン、および、2フレーム前における該3ラインの、合計9ラインのボクセルデータが入力される。

#### 【0026】

ボクセルデータメモリ70は、前記9ラインの各ラインに対して3つ、合計27個のラッチを有している。各ラインに対応する3つのラッチは、ライン上において連続する3つのボクセルデータを抽出するものである。

#### 【0027】

以上のようにして、ラッチ(14)から出力されるボクセルデータを対象ボクセルとし、その周囲に隣接する26個のボクセルデータを加えた27個のボクセルデータ群が表面抽出処理部72に出力される。

#### 【0028】

表面抽出処理部72は、対象ボクセルのデータが心腔部に対応するボクセルデータであり、かつ、その周囲に隣接する26個のボクセルのデータの中に一つでも、その他の部位に対応するボクセルデータが存在する場合、この対象ボクセルを心腔部の表面ボクセルと判断する。各時相のボリューム内における全てのボクセルを対象ボクセルとしてこの判断を行うことで、各ボリュームにおいて心腔部の表面を形成するボクセル群、すなわち、心腔部表面画像(心室内壁の輪郭画像)が得られる。各ボリューム毎に形成された心腔部表面画像は拡張末期エッジメモリ(図1の符号38)などに出力される。

#### 【0029】

図1に戻り、拡張末期エッジメモリ38は、エッジ検出手段34から出力される各時相における心腔部表面画像の中から、心室の拡張末期時点の心腔部表面画像を記憶する。拡張末期エッジメモリ38には、心電波形のR波が入力されており、心室の拡張末期時点に発生するR波に基づいて拡張末期時点を判断している。前エッジメモリ40は、エッジ検出手段34から出力される各時相における心

腔部表面画像を各時相毎に一時的に記憶するメモリである。セクタ 4 2 は、拡張末期エッジメモリ 3 8 から出力される拡張末期時点の心腔部表面画像と、前エッジメモリ 4 0 から出力される過去の時相の心腔部表面画像とのいずれか一方を選択して変位量検出部 5 0 へ出力する。セクタ 4 2 による選択動作はユーザからの指示に基づくものとする。

## 【 0 0 3 0 】

二値化回路 3 0 から出力される二値化画像は重心検出部 3 6 にも入力され、重心検出部 3 6 は二値化画像に基づいて心腔部の重心点座標を演算する。心腔部の画像はその外表面が完全に閉じた形状にならない場合もある。この場合、重心点の演算は心腔部を取り囲むように予め設定された関心領域内を対象とすればよい。拡張末期重心点メモリ 4 4 は、心室の拡張末期時点の心腔部の重心点座標を記憶する。拡張末期重心点メモリ 4 4 には、心電波形の R 波が入力されており、心室の拡張末期時点に発生する R 波に基づいて拡張末期時点を判断している。

## 【 0 0 3 1 】

変位量検出部 5 0 は、心腔部表面内の各部ごとの時相間における変位量を検出するものである。変位量検出部 5 0 には、拡張末期エッジメモリ 3 8 から出力される拡張末期時点の心腔部表面画像、または、前エッジメモリ 4 0 から出力される過去の時相の心腔部表面画像のいずれか一方が、セクタ 4 2 を介して入力される。さらに、変位量検出部 5 0 には、エッジ検出手段 3 4 から出力される現在の心腔部表面画像も入力され、拡張末期重心点メモリ 4 4 に記憶されている拡張末期時点の心腔部の重心点座標も入力される。変位量検出部 5 0 はこれら入力情報に基づいて変位量を検出する。ここで、図 3 を利用して、変位量検出部 5 0 による変位量の検出手法について説明する。

## 【 0 0 3 2 】

図 3 は、変位量検出部（図 1 の符号 5 0）による変位量の検出手法について説明するための図であり、拡張末期時点の心腔部表面画像 8 0 および現在の心腔部表面画像 8 2 が示されている。座標値 A (X 1, Y 1, Z 1) は、拡張末期時点の心腔部の重心点座標である。

## 【 0 0 3 3 】

まず変位量検出部は、変位量を検出する表面部位を現在の心腔部表面画像内で特定する。この表面部位の特定には様々な手法が考えられる。例えば、原点(0, 0, 0)からX方向, Y方向, Z方向に順次注目点を移動させて表面部位を検出して全ての表面部位を対象としてもよく、あるいは全ての表面部位の中からサンプル点を設定してもよい。もちろん、ユーザがディスプレイに表示される超音波画像を見ながら表面部位を特定してもよい。いずれかの手法で決定された表面部位を座標値B (X2, Y2, Z2) とする。

## 【0034】

そして、A点(座標値Aの点)およびB点(座標値Bの点)を通る直線84を生成し、この直線84と拡張末期時点の心腔部表面画像80の交点の座標値C (X3, Y3, Z3) を算出する。このようにして決定されたB点およびC点(座標値Cの点)の二点間距離を求めることで、表面部位B点の拡張末期時点からの変位量が算出される。なお、心腔部の画像はその外表面が完全に閉じた形状にならない場合もあるため、直線84と拡張末期時点の心腔部表面画像80の交点の座標値Cが算出できない場合も考えられる。この場合は変位量の算出が不可能と判定して、別のA点、B点を設定して変位量の算出を続行する。また、セレクトタ(図1の符号42)により前エッジメモリ(図1の符号40)の出力が選択されている場合は、図3において符号80で示される表面画像を過去の時相の心腔部表面画像に置き換えることで、上述した変位量の検出手法がそのまま利用できる。

## 【0035】

図1に戻り、変位量検出部50で検出された心腔部表面内の各部の変位量は変位量メモリ52に記憶される。色決定手段54は、心腔部表面内の各部に対してその変位量に基づいた色を決定するものである。つまり、変位量メモリ52から色付け対象となる表面部位の変位量を読み込み、変位量毎に予め絶対的に決定されている色を、その部位の色として設定する。ここで、図4を利用して、色決定手段54による色の決定手法について説明する。

## 【0036】

図4は、変位量に対して絶対的に決定された色の例を示す図である。図4に示すように、各部位の変位量が30mmから31mmの範囲の場合「赤」を、変位

量が 29 mm から 30 mm の範囲の場合「やや薄い赤」を設定する。また、変位量マイナスの場合は「青」に基づく色が割り当てられている。変位量がマイナスの場合とは、心室が収縮運動を行っている間に拡張方向に変位していること、あるいは、心室が拡張運動を行っている間に収縮方向に変位していることを示している。なお、変位量と色の対応関係は、外部からのユーザ設定に基づいて決定されてもよい。例えば、「赤」に対応する変位量を 40 mm から 41 mm の範囲に設定する、あるいは、変位量が 30 mm から 31 mm の範囲の場合「黄」に設定するなどである。このようにして、心腔部表面各部毎に決定された色は、色付け処理部（図 1 の符号 56）に出力される。

## 【 0 0 3 7 】

図 1 に戻り、色付け処理部 56 は、エッジ検出手段 34 から出力される現在の心腔部表面画像に対して、色決定手段 54 で決定された表面各部の色による色付け処理を施して、画像合成部 58 に出力する。画像合成部 58 は、座標変換部 26 からそのまま出力される心腔部を含む三次元画像と、色付け処理部 56 から出力される色付けされた心腔部表面画像とを合成した三次元画像を形成する。表示画像形成部 60 は三次元画像を平面上に投影した二次元表示画像を形成する。表示画像形成部 60 は三次元画像を平面上に投影する際に、ボリュームレンダリング法に基づくレンダリング演算を行うことで対象組織内部を透過表示した二次元表示画像を形成してもよい。ボリュームレンダリング法に基づくレンダリング演算は、例えば特開平 10 - 33538 号公報に示される手法が好適である。上記公報記載の手法は次の通りである。三次元空間に対して複数のレイ（例えば超音波ビームに一致）が設定される。各レイ毎にエコー値が順番に参照され、各エコー値毎にレンダリング演算が逐次的に実行される。これと並行して各オパシティ（不透明度）の積算が行われ、この値が 1 以上になった場合に当該レイについてのレンダリング演算を終了する。この時点でのレンダリング演算結果が当該レイに対応する二次元表示画素値として決定される。各レイ毎に画素値を決定することでその集合として対象組織内部を透過表示した二次元表示画像が形成される。

## 【 0 0 3 8 】

表示画像形成部 60 で形成された二次元表示画像はディスプレイ 62 に表示さ

れる。

#### 【0039】

図5は、図1の超音波診断装置により得られる変位顕在画像を含む表示画像を示す図であり、心臓左室の心腔部を示している。(A)、(B)は同じ三次元画像から視点を変えて得られる表示画像であり、(A)、(B)のいずれか一方、あるいは両方がディスプレイに表示される。図5は、心腔部表面がその部位毎に変位量に基づいた色(図4参照)による色付け処理が施されたものである。部位86は「黒」色で表示されており-1mmから1mmの範囲の変位量である。つまり、部位86は非常に動きが鈍く、梗塞などによる疾患部位であることが推定できる。

#### 【0040】

図6は、図1における色決定手段54の別の形態を示している。図6に示す色決定手段54は、心腔部表面内の各部に対して、複数の部位の変位量に対する各部位の変位量の相対的な大きさに基づいた色を決定するものであり、最大絶対値検出部88および色テーブル作成部89で構成される。最大絶対値検出部88は、変位量メモリ(図1の符号52)に記憶されている変位量の中から絶対値において最大のものを検出する。例えば、変位量が-5mmから18mmの間に分布している場合、絶対値「18(mm)」と「5(mm)」の比較から「18(mm)」を最大の絶対値として検出する。

#### 【0041】

色テーブル作成部89は、最大絶対値検出部88で検出された最大の絶対値に基づいて、「(最大の絶対値)×(-1)」を最小値、「最大の絶対値」を最大値とする相対変位量領域を設定する。つまり、最大の絶対値が「18(mm)」の場合、相対変位量領域は-18mmから+18mmとなる。そして、色テーブル作成部89は、表示可能な色階調を、相対変位量領域の最大値から最小値の間に分布させた色テーブルを作成する。この色テーブルの作成例を図7に示す。

#### 【0042】

図7(A)の例では、変位量 $\Delta L$ が-5mmから+18mmの間に分布しており、表示可能な色階調の最大値が「赤(+32)」、表示可能な色階調の最小値

が「青（- 3 1）」である。この場合、変位量 + 1 8 mm から変位量 - 1 8 mm の範囲に、階調 + 3 2 から階調 - 3 1 までの各階調が割り当てられる。図 7（B）の例では、変位量  $\Delta L$  が - 1 0 mm から + 3 mm の間に分布しており、表示可能な色階調の最大値が「赤（+ 3 2）」、表示可能な色階調の最小値が「青（- 3 1）」である。この場合、変位量 + 1 0 mm から変位量 - 1 0 mm の範囲に、階調 + 3 2 から階調 - 3 1 までの各階調が割り当てられる。このように、全部位の変位量に基づいて各部位の色を決定することにより、表示可能な色階調を最大限に利用することができる。作成された色テーブルは色付け処理部（図 1 の符号 5 6）に出力され、ここで、エッジ検出手段（図 1 の符号 3 4）から出力される現在の心腔部表面画像に対して、色テーブルに基づいて、各部位の変位量に対応する色による色付け処理が施される。

#### 【 0 0 4 3 】

図 8 は、図 1 に示した並進回転移動キャンセル処理部の内部構成を示すブロック図である。心室用 R O I（関心領域）発生器 9 0 は、対象組織である心臓心室の外縁を成す R O I の座標を発生する。心室用 R O I は、例えば楕円形状であり、ユーザは超音波画像を見ながら楕円の長軸や短軸の長さ、中心点の位置、楕円の傾きなどの初期値を、R O I の中に心室の画像が収まるように設定する。この際、ユーザは超音波画像を見ながら一心拍分の運動を観察した上で、全てのフレームにおいて R O I が心臓左室を含むように、トラックボールなどを操作して初期値を決定する。R O I の設定はユーザによるマニュアル設定に限られるものではなく、心室の動きに応じて装置設定されるものでもよい。

#### 【 0 0 4 4 】

心室用ゲート回路 9 2 は、心室用 R O I 内のエコーデータのみを通過させる回路である。つまり、心室用ゲート回路 9 2 の一方の入力端子には心室用 R O I 発生器 9 0 から出力される R O I の座標が入力され、他方の入力端子に入力される二値化画像において心室用 R O I 内に属する座標のエコーデータのみを抽出し、心腔抽出部 9 4 に出力する。心腔抽出部 9 4 は、R O I 内の二値化画像から心室内部の心腔画像を抽出する。心室重心演算部 9 6 は、心腔抽出部 9 4 から出力される心室内部画像における重心点の座標をフレーム毎に算出する。算出された心



室重心点の座標は読み出しアドレス発生器 1 1 2 および心室重心点メモリ 9 8 に出力される。

## 【 0 0 4 5 】

弁輪部用 R O I (関心領域) 発生器 1 0 0 は、心室端に位置する弁輪部の外縁を成す R O I の座標を発生する。弁輪部用 R O I は、例えば楕円形状であり、ユーザは超音波画像を見ながら楕円の長軸や短軸の長さ、中心点の位置、楕円の傾きなどの初期値を、R O I の中に弁輪部の画像が収まるように設定する。この際、ユーザは超音波画像を見ながら一心拍分の運動を観察した上で、全てのフレームにおいて R O I が弁輪部を含むように、トラックボールなどを操作して初期値を決定する。R O I の設定はユーザによるマニュアル設定に限られるものではなく、弁輪部の動きに応じて装置設定されるものでもよい。

## 【 0 0 4 6 】

弁輪部ゲート回路 1 0 2 は、弁輪部用 R O I 内のエコーデータのみを通過させる回路である。つまり、弁輪部用ゲート回路 1 0 2 の一方の入力端子には弁輪部用 R O I 発生器 1 0 0 から出力される R O I の座標が入力され、他方の入力端子に入力される二値化画像において弁輪部用 R O I 内に属する座標のエコーデータのみを抽出し、弁輪部抽出部 1 0 4 に出力する。弁輪部抽出部 1 0 4 は、R O I 内の二値化画像から弁輪部画像を抽出する。弁輪部重心演算部 1 0 6 は、弁輪部抽出部 1 0 4 から出力される弁輪部画像に対して弁輪部の重心点の座標をフレーム毎に算出する。算出された弁輪部重心点の座標は読み出しアドレス発生器 1 1 2 よび弁輪部重心点メモリ 1 0 8 に出力される。

## 【 0 0 4 7 】

心室重心点メモリ 9 8 には心室の拡張末期時の心室重心点の座標が記憶される。拡張末期を知らせるトリガとしては心電波形の R 波を利用する。つまり、拡張末期時に得られる R 波をトリガとして、心室重心演算部 9 6 から出力される心室重心点の座標を拡張末期時の心室重心点の座標として記憶しておく。同様に R 波をトリガとして拡張末期時の弁輪部重心点の座標が、弁輪部重心演算部 1 0 6 から弁輪部重心点メモリ 1 0 8 に記憶される。

## 【 0 0 4 8 】

読み出し制御部 1 1 0 は、読み出しアドレス発生器 1 1 2 及びメモリ制御部 1 1 4 で構成されており、ボリウム間における心室の並進移動量及び回転移動量をキャンセルした超音波画像を形成すべく、二値化回路（図 1 の符号 3 0）からエコーデータを読み出す。つまり、読み出しアドレス発生器 1 1 2 は、心室重心点メモリ 9 8 から拡張末期時の心室重心点の座標を取得し、また、弁輪部重心点メモリ 1 0 8 から拡張末期時の弁輪部重心点の座標を取得する。さらに、心室重心演算部 9 6 から現ボリウムにおける心室重心点の座標を取得し、また、弁輪部重心演算部 1 0 6 から現ボリウムにおける弁輪部重心点の座標を取得する。

## 【 0 0 4 9 】

読み出しアドレス発生器 1 1 2 は、現ボリウムの心室重心点が拡張末期時の心室重心点に重なるように、かつ、現ボリウムにおける心室重心点と弁輪部重心点を通る直線が、拡張末期時における心室重心点と弁輪部重心点を通る直線に重なるような読み出しアドレスを演算する。

## 【 0 0 5 0 】

ボリウムメモリ 1 1 6 には二値化回路 3 0 から出力されたエコーデータが原画像のアドレスのままボリウム毎にコピーされており、メモリ制御部 1 1 4 は、読み出しアドレス発生器 1 1 2 が算出した読み出しアドレスに従ってボリウムメモリ 1 1 6 からエコーデータを読み出して、エッジ検出手段（図 1 の符号 3 4）および重心検出部（図 1 の符号 3 6）に出力する。この結果、ボリウムメモリ 1 1 6 から出力されるエコーデータは、並進移動量および回転移動量がキャンセルされた画像として出力される。

## 【 0 0 5 1 】

## 【発明の効果】

以上説明したように、本発明により、精度よく対象組織の異常運動を診断可能な三次元超音波診断装置を提供することが可能となる。

## 【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図 2】 エッジ検出手段の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】 変位量の検出手法を説明するための図である。

【図 4】 変位量に対して絶対的に決定される色の例を示す図である。

【図 5】 図 1 の超音波診断装置により得られる変位顕在画像を含む表示画像を示す図である。

【図 6】 色決定手段の別の形態を示す図である。

【図 7】 色テーブル作成部で作成される色テーブルの作成例を示す図である。

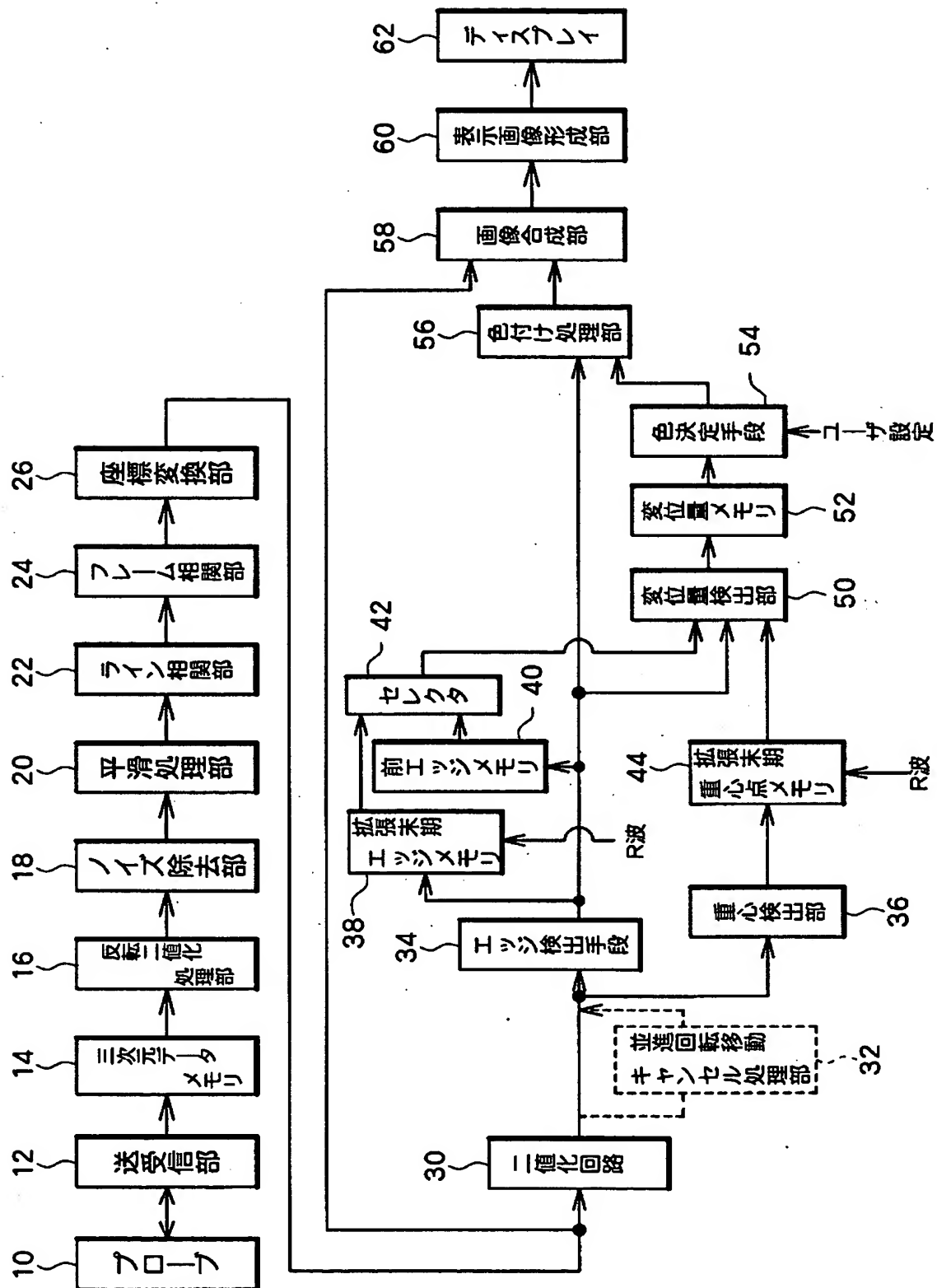
【図 8】 並進回転移動キャンセル処理部の内部構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

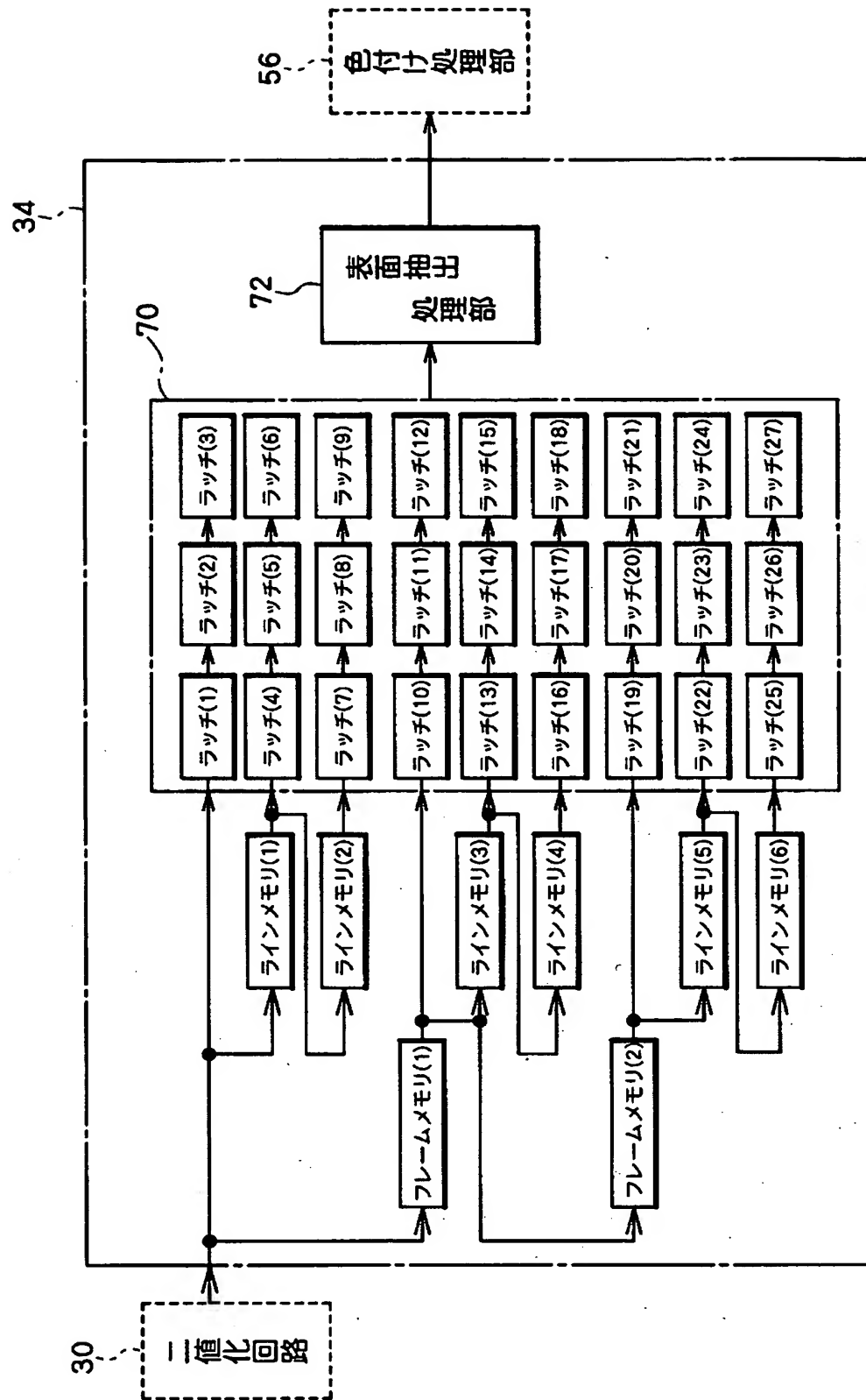
3 2 並進回転移動キャンセル処理部、 3 4 エッジ検出手段、 3 8 拡張末期エッジメモリ、 4 0 前エッジメモリ、 4 4 拡張末期重心点メモリ、 5 0 変位量検出部、 5 4 色決定手段、 5 6 色付け処理部、 6 0 表示画像形成部

【書類名】 図面

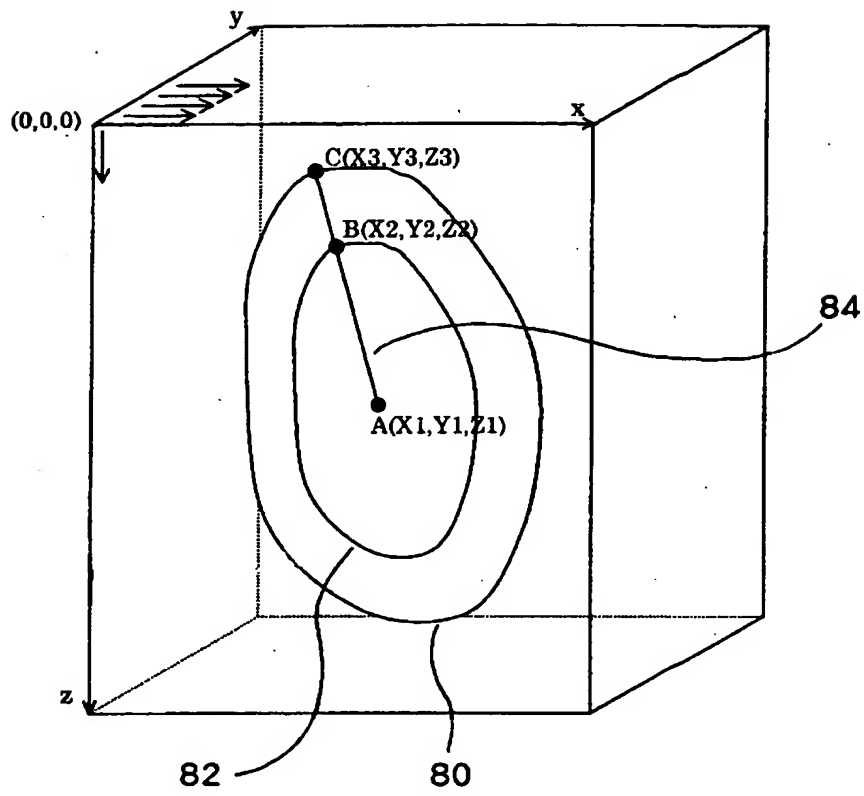
【図 1】



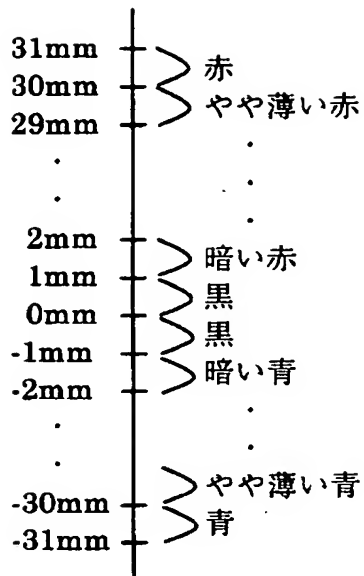
【図 2】



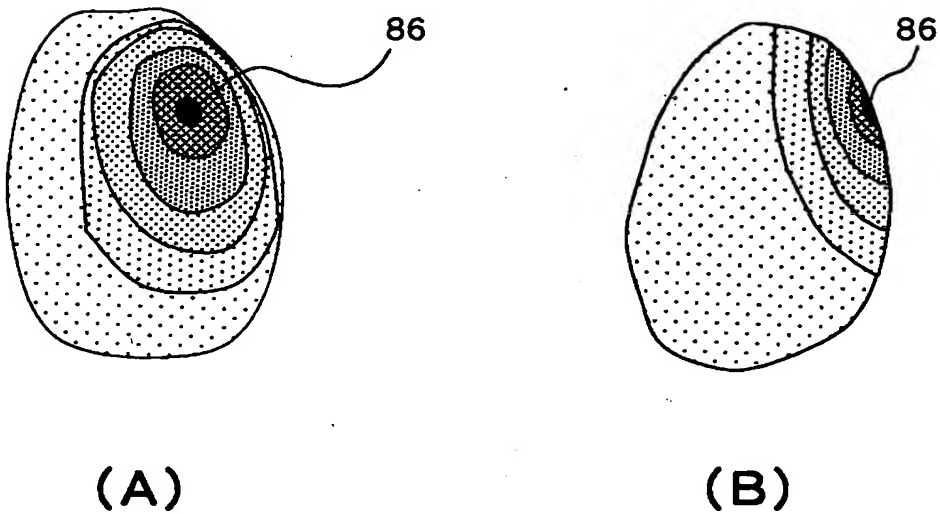
【図 3】



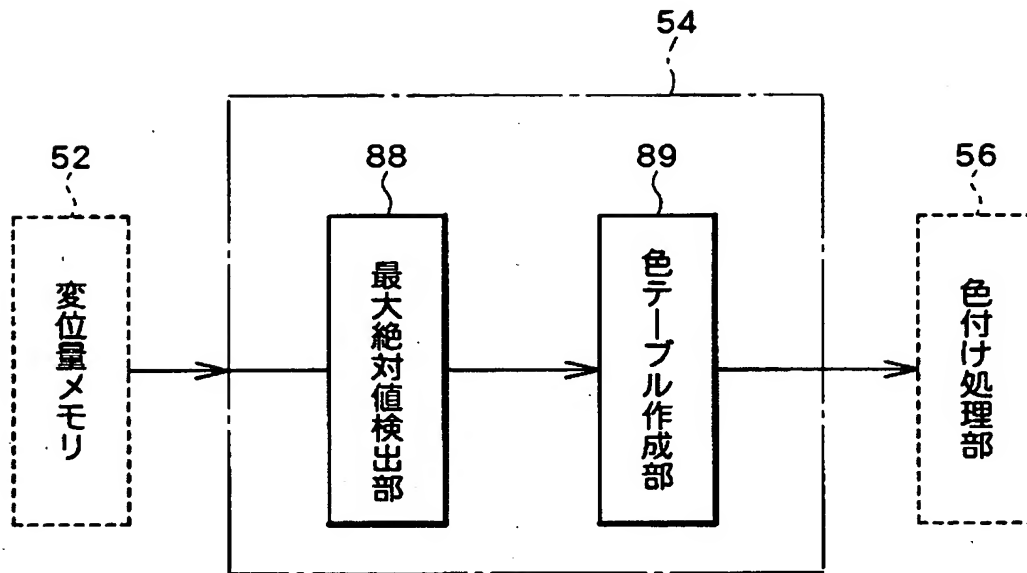
【図 4】



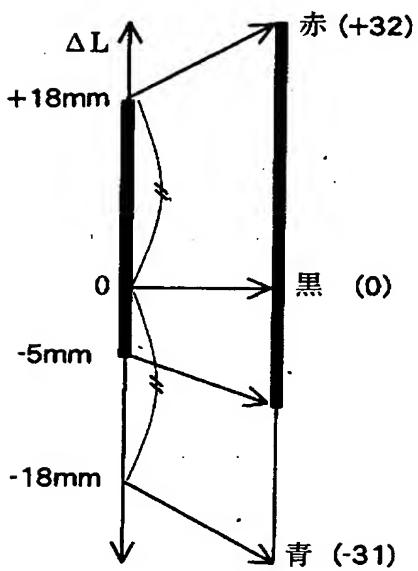
【図 5】



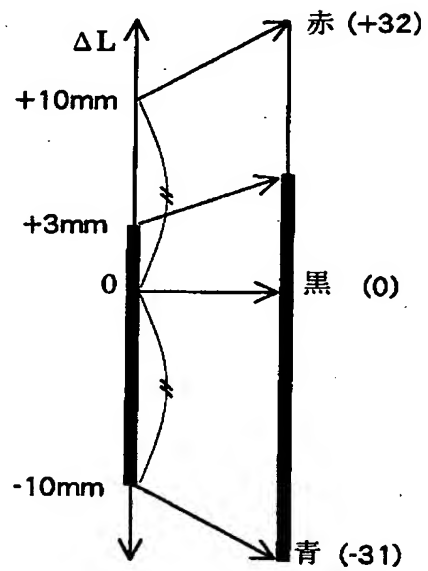
【図 6】



【図 7】



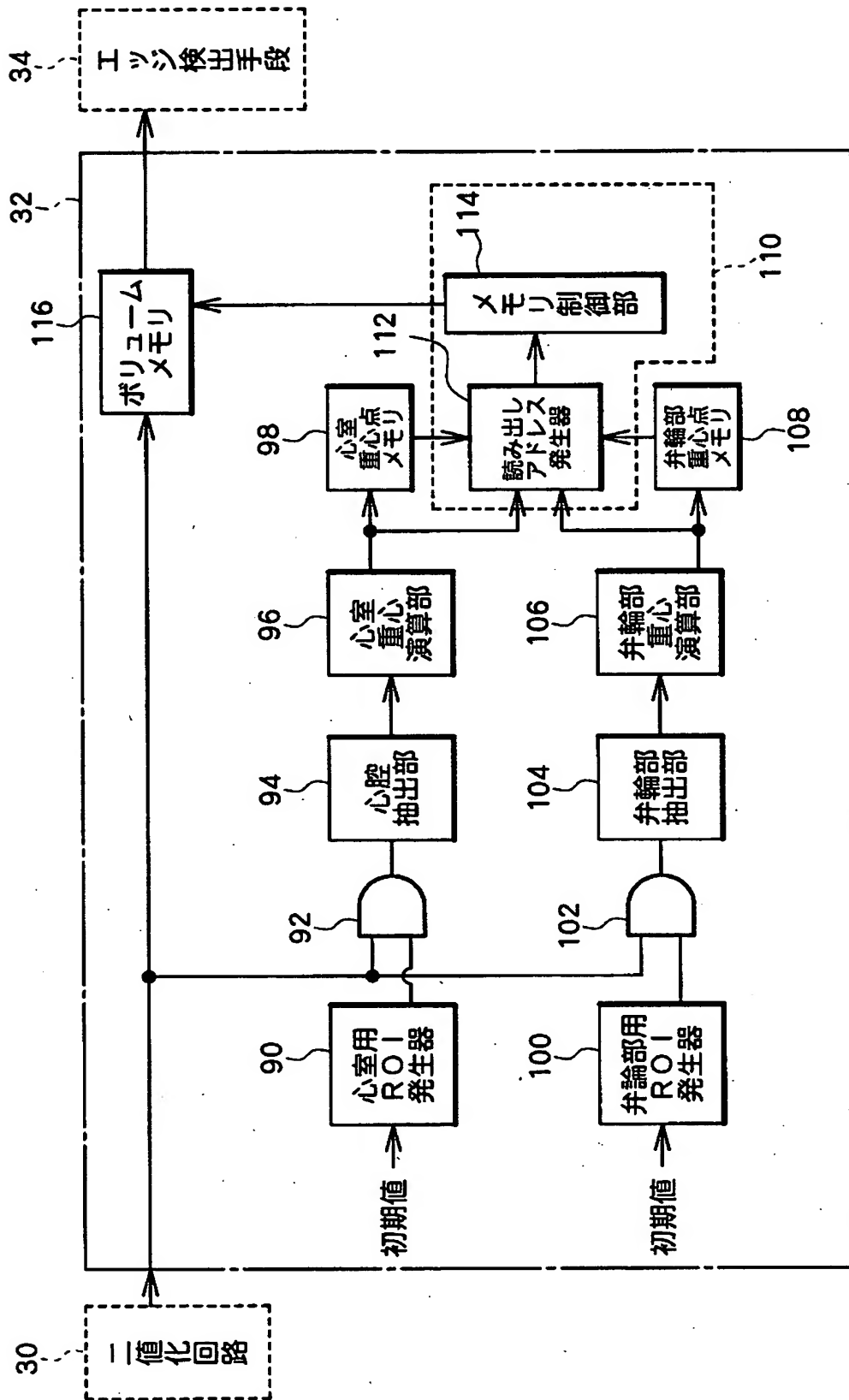
(A)



(B)



【図 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 精度よく対象組織の異常運動を診断可能な三次元超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 エッジ検出手段34は、二値化回路30から出力される二値化画像から左室内壁の表面抽出処理を行う。拡張末期エッジメモリ38は、エッジ検出手段34から出力される各時相における心腔部表面画像の中から、心室の拡張末期時点の心腔部表面画像を記憶する。変位量検出部50は、拡張末期エッジメモリ38から出力される拡張末期時点の心腔部表面画像、エッジ検出手段34から出力される現在の心腔部表面画像、および、拡張末期重心点メモリ44に記憶されている拡張末期時点の心腔部の重心点座標から、心腔部表面内の各部ごとの時相間における変位量を検出する。色付け処理部56は現在の心腔部表面画像の表面各部に対して変位量に基づく色付け処理を施して、画像合成部58に出力する。

【選択図】 図1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [390029791]

1. 変更年月日	1990年11月29日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
氏 名	アロカ株式会社